

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2003-144412
 (43)Date of publication of application : 20.05.2003

(51)Int.Cl. A61B 5/055
 A61B 8/00
 G01R 33/32
 G01R 33/54
 G06T 1/00

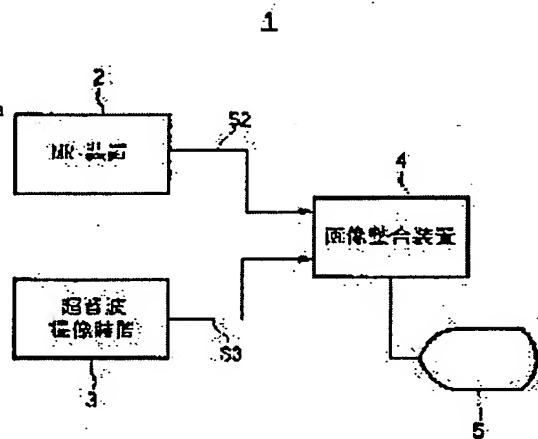
(21)Application number : 2001-348507 (71)Applicant : GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL
 TECHNOLOGY CO LLC
 (22)Date of filing : 14.11.2001 (72)Inventor : TSUKAMOTO TETSUJI
 HASHIMOTO HIROSHI

(54) IMAGE DIAGNOSIS SUPPORT SYSTEM AND IMAGE PROCESSING METHOD

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an image diagnosis support system and an image processing method that can acquire really useful composite images at real time from the image information of an MRI device and an ultrasonic image pickup device.

SOLUTION: This image diagnosis support system is provided with an image composing device 4 extracting a feature point (line) of the boundary or the like of internal organs from an ultrasonic image by a feature extracting part 42 upon receiving an ultrasonic image signal S3 acquired at real time by the ultrasonic image pickup device 3, deforming a previously acquired MR image stored in a storage device, so as to match the information from the feature of the ultrasonic image, to generate a corrected MR image that eliminates contradiction between the image information of the MR image and ultrasonic image, and displaying the corrected MR image on a display device 5.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 06.05.2004
 [Date of sending the examiner's decision of rejection]
 [Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]
 [Date of final disposal for application]
 [Patent number]
 [Date of registration]
 [Number of appeal against examiner's decision of rejection]
 [Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]
 [Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2003-144412
(P2003-144412A)

(43) 公開日 平成15年5月20日 (2003.5.20)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テマコード* (参考)
A 6 1 B 5/055		A 6 1 B 8/00	4 C 0 9 6
8/00		G 0 6 T 1/00	2 9 0 C 4 C 3 0 1
G 0 1 R 33/32			2 9 0 D 4 C 6 0 1
33/54		A 6 1 B 5/05	3 7 4 5 B 0 5 7
G 0 6 T 1/00	2 9 0		3 9 0

審査請求 未請求 請求項の数10 OL (全 13 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2001-348507(P2001-348507)

(22) 出願日 平成13年11月14日 (2001.11.14)

(71) 出願人 300019238

ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・
53188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
ュー・プールバード・ダブリュー・710・
3000

(74) 代理人 100094053

弁理士 佐藤 隆久

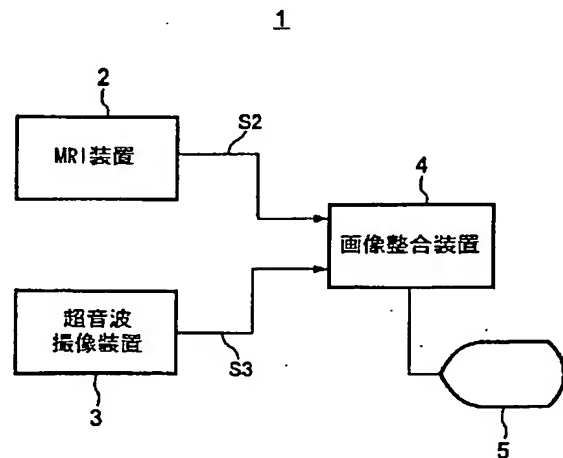
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像診断支援システムおよび画像処理方法

(57) 【要約】

【課題】MRI装置と超音波撮像装置の画像情報から真に有用な合成画像をリアルタイムに得ることが可能な画像診断支援システムおよび画像処理方法を提供する。

【解決手段】超音波撮像装置3によりリアルタイムに得られるUS画像信号S3を受けて、特徴抽出部42によりUS画像から臓器の境界などの特徴点(線)を抽出し、US画像の特徴から、その情報と整合させるように記憶装置に格納されている事前に取得されたMR画像を変形させて、MR画像とUS画像の画像情報間に矛盾をなくした補正MR画像を生成し、補正MR画像を表示装置5に表示する画像合成装置4を設ける。



・【特許請求の範囲】

【請求項1】 異なる撮像装置で撮像された被検体の被検部位の複数の画像データを整合処理する画像診断支援システムであって、

静磁場空間に被検体を収容し、磁気共鳴信号を得るパルスシーケンスでデータを収集し、収集したデータに基づいて画像を生成する磁気共鳴撮像装置と、
被検体に超音波を送波し画像を生成する超音波撮像装置と、

上記超音波撮像装置による被検部位の超音波画像データを用いて、上記超音波画像の特徴を抽出し、当該特徴情報と整合させるように、上記磁気共鳴撮像装置で事前に取得された磁気共鳴画像を変形させて、磁気共鳴画像を補正する画像整合装置とを有する画像診断支援システム。

【請求項2】 上記画像整合装置により補正された磁気共鳴画像を表示する表示装置を有する請求項1記載の画像診断支援システム。

【請求項3】 上記画像整合装置は、上記磁気共鳴撮像装置で事前に取得された磁気共鳴画像データを記憶する記憶装置を有し、

上記画像整合装置は、上記記憶装置から読み出した磁気共鳴画像に対して上記補正処理を行う請求項1または2記載の画像診断支援システム。

【請求項4】 上記画像整合装置は、上記磁気共鳴撮像装置で事前に取得された磁気共鳴画像データを記憶する記憶装置と、

上記超音波撮像装置による被検部位の超音波画像データから超音波画像の特徴を抽出する特徴抽出部と、
事前に取得され上記記憶装置に保持された磁気共鳴画像を読み出し、上記特徴抽出部で抽出された超音波画像の特徴情報と整合させるように、読み出した磁気共鳴画像を変形させて、超音波画像との矛盾をなくした補正磁気共鳴画像を生成する磁気共鳴画像補正部とを有する請求項1または2記載の画像診断支援システム。

【請求項5】 上記磁気共鳴撮像装置は、励起パルスで被検体内のスピンを励起することによって生じる磁気共鳴信号を、エコーデータとして2次元フーリエ空間に収集し、収集したエコーデータを2次元逆フーリエ変換することにより、画像を再構成して上記画像整合装置に出力する請求項1、2、3、または4のいずれかに記載の画像診断支援システム。

【請求項6】 上記超音波撮像装置は、超音波プローブを通して得られたエコー受信信号に基づいてBモード画像データをリアルタイムに生成して上記画像整合装置に出力する請求項1、2、3、4、または5のいずれかに記載の画像診断支援システム。

【請求項7】 異なる撮像装置で撮像された被検体の被検部位の複数の画像データを整合処理する画像処理方法であって、

磁気共鳴撮像装置における静磁場空間に被検体を収容し、磁気共鳴信号を得るパルスシーケンスでデータを収集し、収集したデータに基づいて画像を生成することにより磁気共鳴画像データを事前に取得しておき、
超音波撮像装置により、被検体に超音波を送波して超音波画像データをリアルタイムに生成し、
生成された超音波画像の特徴を抽出し、
上記抽出した特徴情報と整合させるように、上記事前に取得された磁気共鳴画像を変形させて、磁気共鳴画像を補正する画像処理方法。

【請求項8】 上記補正された磁気共鳴画像を表示する請求項7記載の画像処理方法。

【請求項9】 上記磁気共鳴画像データは、励起パルスで被検体内のスピンを励起することによって生じる磁気共鳴信号を、エコーデータとして2次元フーリエ空間に収集し、収集したエコーデータを2次元逆フーリエ変換することにより、画像を再構成して生成する請求項7または8記載の画像処理方法。

【請求項10】 上記超音波画像データは、超音波プローブを通して得られたエコー受信信号に基づいてBモード画像データをリアルタイムに形成して生成する請求項7、8、または9のいずれかに記載の画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、磁気共鳴撮像 (MRI: Magnetic Resonance Imaging) 装置による画像 (以下、MR画像という)、および超音波撮像装置による画像 (以下、US画像という) を合成して、医師の診断を支援する画像診断支援システムおよびその合成のための画像処理方法に関するものである。

【0002】

【従来の技術】 MRI装置では、静磁場空間に被検体を収容し、磁気共鳴を利用して被検体の被検部位を撮像する。具体的には、励起パルスで被検体内のスピン (spin) を励起し、それによって生じる磁気共鳴信号を、たとえばスピネエコー (spinecho) またはグラディエントエコー (gradientecho) として2次元フーリエ空間に収集する。磁気共鳴信号には、いわゆるビュー (view) 毎に異なる位相エンコードを付与し、2次元フーリエ空間において位相軸上の位置が異なる複数のビューのエコーデータをそれぞれ収集する。そして、収集した全ビューのエコーデータを2次元逆フーリエ変換することにより、画像を再構成し、再構成画像を表示装置に表示する。

【0003】 また、超音波撮像装置では、超音波プローブを被検体の被検部位に当接させて被検体に超音波を送波し、たとえば被検体内での非線形効果による高調波エコーに基づいて画像を生成し、表示装置に表示する。

【0004】 これらのMRI装置および超音波撮像装置は、同じ電磁波シールド内で使用可能であるが、それぞ

れに装置が独立に画像を収集して表示するような形態で利用され、それぞれの画像は個別に医師等の検査時や手術中の診断の判定に用いられていた。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】ところで、このような利用形態では、検査中や手術中に個別に装置を使い分ける必要があり、操作が煩雑であることから、MRI装置の撮影断面像に応じた超音波撮影断面を容易に収集し、両画像を合成表示して診断に有用な画像を得ることが可能な超音波およびMRI複合診断装置が提案されている（たとえば、特開平9-24034号公報、特開平9-24035号公報 参照）。

【0006】この超音波およびMRI複合診断装置は、MR画像とUS画像を合成表示するのであるが、MR画像とUS画像には、以下に示すような長所と短所を有することから、両画像を単に合成するだけでは、両者の画像情報の矛盾等から真に有用な画像をリアルタイムに得ることは困難である。

【0007】すなわち、MRI装置は、一般に軟部組織のコントラスト分解能に優れており、高空間分解能画像を得ることができるが、撮像時間が超音波診断装置に比べて長いという欠点がある。超音波診断装置は、リアルタイムイメージングが可能であるが、MR画像に比べて画像が粗いという欠点がある。

【0008】また、上記提案された超音波およびMRI複合診断装置において、たとえばMRI装置で形態的な情報を取得し、超音波撮像装置のドップラモードの画像を重ね合わせる場合を想定すると、生体を撮像対象とすることから、呼吸や突発的な運動により相互の位置ずれが起きる可能性が容易に推察できる。

【0009】本発明は、かかる事情に鑑みてなされたものであり、その目的は、MRI装置と超音波撮像装置の画像情報から真に有用な合成画像をリアルタイムに得ることは可能な画像診断支援システムおよび画像処理方法を提供することにある。

【0010】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するため、本発明の第1の観点は、異なる撮像装置で撮像された被検体の被検部位の複数の画像データを整合処理する画像診断支援システムであって、静磁場空間に被検体を収容し、磁気共鳴信号を得るパルスシーケンスでデータを収集し、収集したデータに基づいて画像を生成する磁気共鳴撮像装置と、被検体に超音波を送波し画像を生成する超音波撮像装置と、上記超音波撮像装置による被検部位の超音波画像データを用いて、上記超音波画像の特徴を抽出し、当該特徴情報と整合させるように、上記磁気共鳴撮像装置で事前に取得された磁気共鳴画像を変形させて、磁気共鳴画像を補正する画像整合装置とを有する。

【0011】第1の観点では、上記画像整合装置により

補正された磁気共鳴画像を表示する表示装置を有する。

【0012】また、第1の観点では、上記画像整合装置は、上記磁気共鳴撮像装置で事前に取得された磁気共鳴画像データを記憶する記憶装置を有し、上記画像整合装置は、上記記憶装置から読み出した磁気共鳴画像に対して上記補正処理を行う。

【0013】また、第1の観点では、上記画像整合装置は、上記磁気共鳴撮像装置で事前に取得された磁気共鳴画像データを記憶する記憶装置と、上記超音波撮像装置による被検部位の超音波画像データから超音波画像の特徴を抽出する特徴抽出部と、事前に取得され上記記憶装置に保持された磁気共鳴画像を読み出し、上記特徴抽出部で抽出された超音波画像の特徴情報と整合させるように、読み出した磁気共鳴画像を変形させて、超音波画像との矛盾をなくした補正磁気共鳴画像を生成する磁気共鳴画像補正部とを有する。

【0014】また、第1の観点では、上記磁気共鳴撮像装置は、励起パルスで被検体内のスピンを励起することによって生じる磁気共鳴信号を、エコーデータとして2次元フーリエ空間に収集し、収集したエコーデータを2次元逆フーリエ変換することにより、画像を再構成して上記画像整合装置に出力する。

【0015】また、第1の観点では、上記超音波撮像装置は、超音波プローブを通して得られたエコー受信信号に基づいてBモード画像データをリアルタイムに生成して上記画像整合装置に出力する。

【0016】本発明の第2の観点は、異なる撮像装置で撮像された被検体の被検部位の複数の画像データを整合処理する画像処理方法であって、磁気共鳴撮像装置における静磁場空間に被検体を収容し、磁気共鳴信号を得るパルスシーケンスでデータを収集し、収集したデータに基づいて画像を生成することにより磁気共鳴画像データを事前に取得しておき、超音波撮像装置により、被検体に超音波を送波して超音波画像データをリアルタイムに生成し、生成された超音波画像の特徴を抽出し、上記抽出した特徴情報と整合させるように、上記事前に取得された磁気共鳴画像を変形させて、磁気共鳴画像を補正する。

【0017】第2の観点では、上記補正された磁気共鳴画像を表示する。

【0018】また、第2の観点では、上記磁気共鳴画像データは、励起パルスで被検体内のスピンを励起することによって生じる磁気共鳴信号を、エコーデータとして2次元フーリエ空間に収集し、収集したエコーデータを2次元逆フーリエ変換することにより、画像を再構成して生成する。

【0019】また、第2の観点では、上記超音波画像データは、超音波プローブを通して得られたエコー受信信号に基づいてBモード画像データをリアルタイムに形成して生成する。

【0020】本発明によれば、まず、磁気共鳴撮像装置において、静磁場空間に被検体が収容され、励起パルスで被検体内のスピンを励起することによって生じる磁気共鳴信号が、エコーデータとして2次元フーリエ空間に収集される。そして、収集したエコーデータが2次元逆フーリエ変換され、これにより、画像が再構成されて画像整合装置に出力される。画像整合装置では、磁気共鳴撮像装置による高分解能、高コントラスト分解能の磁気共鳴画像データがたとえば記憶装置に一端記憶される。次に、超音波撮像装置の超音波プローブを通して得られたエコー受信信号に基づいてBモード画像データがリアルタイムに形成され、生成された超音波画像データが画像整合装置に出力される。画像整合装置では、超音波撮像装置によりリアルタイムに得られる超音波画像データを受けて、特徴抽出部により超音波画像から、たとえば被検部位の臓器の境界などの特徴点（線）が抽出され、磁気共鳴画像補正部に出力される。磁気共鳴画像補正部では、超音波画像の特徴から、その情報と整合させるように記憶装置に格納されている事前取得された磁気共鳴画像が変形されて、超音波画像と矛盾をなくした補正磁気共鳴画像が生成される。この補正され、リアルタイムに生成された超音波画像と整合され、両画像間に矛盾がなく、しかも高分解能、高コントラスト分解能の磁気共鳴画像が表示装置に表示される。

【0021】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施形態に係る画像診断支援システムについて図面に関連付けて説明する。

【0022】図1は、本発明に係る画像診断支援システムの一実施形態を示す構成図である。本画像診断支援システム1は、図1に示すように、MRI装置2、超音波撮像装置3、画像整合装置4、および表示装置5を有している。なお、本実施形態では、超音波撮像装置3は、被検体内での非線形効果による高調波エコーに基づいて画像を生成する装置を例に説明するが、本発明は他の超音波撮像装置にも適用することができる。

【0023】MRI装置2は、静磁場空間に被検体を収容し、磁気共鳴を利用して被検体の被検部位に、励起パルスで被検体内のスピン（spin）を励起し、それによって生じる磁気共鳴信号を、たとえばスピネ Echo（spinecho）またはグラディエントエコー（gradientecho）として2次元フーリエ空間に収集し、収集した全ビューのエコーデータを2次元逆フーリエ変換することにより、画像を再構成し、再構成画像データを信号S2として画像整合装置4に供給するとともに、表示部に表示する。

【0024】図2は、本実施形態に係るMRI装置2の構成例を示す図である。

【0025】本実施形態に係るMRI装置2は、図2に示すように、マグネットからの放射電磁波の洩漏や外乱

電磁波の進入を防止する閉空間を形成した図示しないスキャンルームに配設される本体装置2A、およびたとえばスキャンルームに隣接して設けられた操作ルーム内のオペレータOPが操作等するオペレータコンソール2Bを主構成要素として有している。

【0026】本体装置2Aは、図2に示すように、マグネットシステム21、RF駆動部22、勾配駆動部23、データ収集部24、制御部25、およびクレードル26を有している。

【0027】マグネットシステム21は、図2に示すように、上下の磁石に挟まれた内部空間（ギャップ：gap）211を有し、ギャップ211内には、クッションを介して被検体6を載せたクレードル26が図示しない搬送部によって搬入される。

【0028】マグネットシステム21内には、図2に示すように、ギャップ211内のマグネットセンタ（走査する中心位置）の周囲に、主磁場マグネット部212a、212b、勾配コイル部213a、213b、およびRFコイル部214a、214bが配置されている。

【0029】主磁場マグネット部212a、212b、勾配コイル部213a、213b、およびRFコイル部214a、214bのそれぞれは、検査時に被検体6が位置するギャップ211内の空間を挟んで対向する1対のコイルからなる。

【0030】主磁場マグネット部212a、212bは、ギャップ211内に静磁場を形成する。静磁場の方向は、たとえば概ね被検体6の体軸方向と直交する方向である。すなわち、垂直磁場を形成する。主磁場マグネット部212a、212bを構成する一対の主磁場マグネットは、たとえば永久磁石などを用いて構成される。

【0031】勾配コイル部213a、213bは、RFコイル部214a、214bが受信する磁気共鳴信号に3次元の位置情報を持たせるために、主磁場マグネット部212a、212bが形成した静磁場の強度に勾配を付加する勾配磁場を発生する。勾配コイル部213a、213bが発生する勾配磁場は、スライス（slice）勾配磁場、リードアウト（read out）勾配磁場およびフェーズエンコード（phase encode）勾配磁場の3種類であり、これら3種類の勾配磁場に対応して勾配コイル部213は3系統の勾配コイルを有する。

【0032】RFコイル部214a、214bは、主磁場マグネット部212が形成した静磁場空間内で被検体6の体内にスピンを励起するための高周波磁場を形成する。ここで、高周波磁場を形成することをRF励起信号の送信という。RFコイル部214は、被検体6の体内に励起されたスピが生じる電磁波を磁気共鳴信号として受信する。RFコイル部214は、図示しない送信用コイルおよび受信用コイルを有する。送信用コイルおよび受信用コイルは、同じコイルを兼用するかあるいはそ

それぞれ専用のコイルを用いる。

【0033】なお、本実施形態の場合、RFコイル部214a、214bは、RF駆動部22によるプロトコル対応の駆動信号DR1を受けて高周波磁場を形成する。磁気共鳴撮影処理においては、1繰り返し時間(TR; repetition time)毎に用いるパルスシーケンス(スキャンシーケンス)の数は、被検部位毎に対応して設定されたプロトコルによって異なる。たとえば頭部等の被検部位に応じたプロトコル毎に、それぞれ異なる回数、たとえば64回~512回繰り返されて、64ビューから512ビューのビューデータが得られる。

【0034】RF駆動部22は、制御部25の指示に基づいたプロトコル対応の駆動信号DR1をRFコイル部214a、214bに与えてRF励起信号を発生させて、被検体6の体内のスピンを励起する。

【0035】勾配駆動部23は、制御部25の指示に基づいたプロトコル対応の駆動信号DR2を勾配コイル部213a、213bに与えて勾配磁場を発生させる。勾配駆動部23は、勾配コイル部213の3系統の勾配コイルに対応して、図示しない3系統の駆動回路を有する。

【0036】データ収集部24は、RFコイル部214a、214bが受信した受信信号を取り込み、それをビューデータ(view data)として収集して、オペレータコンソール2Bのデータ処理部27に出力する。

【0037】制御部25は、オペレータコンソール2Bのデータ処理部27から送られてくる被検体6の被検部位に対応した実行すべきプロトコルに即して、あらかじめ決められた繰り返し時間TR内において所定のパルスシーケンスが所定回数繰り返される駆動信号DR1をRFコイル部214に印加するようにRF駆動部22を制御する。同様に、制御部25は、実行すべきプロトコルに即して、1TR内に、所定のパターンのパルス信号を勾配コイル213a、213bに印加するように勾配駆動部23を制御する。また、制御部25は、RFコイル部214a、214bが受信した受信信号を取り込み、それをビューデータ(view data)として収集して、オペレータコンソール2Bのデータ処理部27に出力するように、データ収集部24を制御する。

【0038】この磁気共鳴撮像用パルスシーケンスは、いわゆるスピンエコー(SE: Spin Echo)法、グラディエントエコー(GRE: Gradient Echo)法、ファーストスピンエコー(FSE: Fast Spin Echo)法、ファーストリカバリSE(Fast Recovery Spin Echo)法、エコープランナー・イメージング(EPI: Echo Planar Imaging)法等、各撮像方法によって異なる。

【0039】ここで、各撮像方法のパルスシーケンスの

うち、SE法のパルスシーケンスについて、図3に関連付けて説明する。図3(a)はSE法におけるRF励起用の90°パルスおよび180°パルスのシーケンスであり、RF駆動部22がRFコイル部214に印加する駆動信号DR1に相当する。図3(b)、(c)、

(d)、および(e)は、それぞれスライス勾配Gs、リードアウト勾配Gr、フェーズエンコード勾配Gp、およびスピンエコーMRのシーケンスであり、スライス勾配Gs、リードアウト勾配Gr、およびフェーズエンコード勾配Gpのパルスは、勾配駆動部23が勾配コイル部213に印加する駆動信号DR2に相当する。

【0040】図3(a)に示すように、RF駆動部22によりRFコイル部214a、214bに対して90°パルスが印加され、スピンの90°励起が行われる。このとき、図3(b)に示すように、勾配駆動部23により勾配コイル部213a、213bに対してスライス勾配パルスGsが印加され、所定のスライスについて選択励起が行われる。図3(a)に示すように、90°励起から所定の時間後に、RF駆動部22によりRFコイル部214a、214bに対して180°パルスが印加され、180°励起、すなわちスピン反転が行われる。このときも、図3(b)に示すように、勾配駆動部23により勾配コイル部213a、213bに対してスライス勾配パルスGsが印加され、同じスライスについて選択的な反転が行われる。

【0041】図3(c)および(d)に示すように、90°励起とスピン反転の間の期間に、勾配駆動部23により勾配コイル部213a、213bに対してリードアウト勾配パルスGr、およびフェーズエンコード勾配パルスGpが印加される。そして、リードアウト勾配パルスGrによりスピンのデフェーズが行われ、フェーズエンコード勾配パルスGpによりスピンのフェーズエンコードが行われる。

【0042】スピン反転後、図3(c)に示すように、勾配駆動部23により勾配コイル部213a、213bに対してリードアウト勾配パルスGrが印加されて、リフェーズされて、図3(e)に示すように、スピンエコーMRが発生される。このスピンエコーMRは、データ収集部24によりビューデータとして収集される。

【0043】制御部25は、このようなパルスシーケンスで、実行プロトコルに応じて、周期TRでたとえば64~512回繰り返すように、RF駆動部22、勾配駆動部23、およびデータ収集部24を制御する。また、制御部25は、繰り返しのたびに、フェーズエンコード勾配パルスGpを変更し、毎回異なるフェーズエンコードを行うように、制御を行う。

【0044】オペレータコンソール2Bは、図2に示すように、データ処理部27、操作部28、および表示部29を有している。

【0045】データ処理部27は、データ収集部24か

ら取り込んだデータをメモリに記憶する。メモリ内にはデータ空間が形成される。メモリに形成されるデータ空間は、2次元フーリエ空間を構成する。データ処理部27は、これら2次元フーリエ空間のデータを2次元逆フーリエ変換、すなわちフーリエ周波数空間から実空間への変換を行って、被検体6の画像を生成（再構成）する。そして、データ処理部27は、再構成画像を信号S2として画像整合装置4に供給する。なお、2次元フーリエ空間をkスペースともいう。

【0046】データ処理部27には、制御部25が接続されており、制御部25の上位にあってそれを統括する。データ処理部27には、また、操作部28、および表示部29が接続されている。

【0047】操作部28は、ポインティングデバイスを備えたキーボードやマウス等により構成され、オペレータOPの操作に応じた操作信号をデータ処理部27に出力する。また、操作部28からは、たとえば上述した実行すべきプロトコルの入力が行われる。データ処理部27は、操作部28から入力されたプロトコルに関する情報（プロトコル番号等）を制御部25に供給する。

【0048】表示部29は、グラフィックディスプレイ等により構成され、操作部28からの操作信号に応じて、本体装置2Aの動作状態に応じた所定の情報を表示する。

【0049】超音波撮像装置3は、超音波プローブを被検体の被検部位に当接させて被検体に超音波を送波し、被検体内での非線形効果による高調波エコーに基づいて画像を生成し、生成した画像データを信号S3として画像整合装置4に供給するとともに、表示部に表示する。

【0050】図4は、本実施形態に係る超音波撮像装置3の構成例を示す図である。

【0051】超音波撮像装置3は、図4に示すように、超音波プローブ31、送受信部32、Bモード処理部33、画像処理部34、表示部35、制御部36、および操作部37を有している。

【0052】超音波プローブ31は、被検体6に当接されて超音波の送受波に使用される。超音波プローブ31は、図示しない超音波トランスデューサアレイ(transducer array)を有する。超音波トランスデューサアレイは、複数の超音波トランスデューサをアレイ状に配列して構成される。個々の超音波トランスデューサは、たとえばPZT（チタン(Ti)酸ジルコン(Zr)酸鉛）セラミックス(ceramics)等の圧電材料で構成される。超音波プローブ31は、ケーブル38により送受信部32に接続されている。

【0053】送受信部32は、超音波プローブ31に駆動信号を与えて、超音波を送波させ、また、超音波プローブ31が受波したエコーを受信する。

【0054】図5は、図4の送受信部32の構成例を示す図である。送受信部32は、図5に示すように、送波

タイミング発生回路321、送波ビームフォーマ322、送受切換回路323、および受信ビームフォーマ324を有している。

【0055】送波タイミング発生回路321は、送波タイミング信号S321を周期的に発生して送波ビームフォーマ322に供給する。送波ビームフォーマ322は、送波タイミング信号S321に基づいて、送波ビームフォーミング信号、すなわち、超音波トランスデューサアレイ中の送波アパーチャ(aperture)を構成する複数の超音波トランスデューサを時間差をもって駆動する複数の駆動信号S322を発生し、送受切換回路323に出力する。

【0056】送受切換回路323は、複数の駆動信号S322を超音波プローブ31の超音波トランスデューサアレイにケーブル38を介して送信する。アレイ中の送波アパーチャを構成する複数の超音波トランスデューサは、複数の駆動信号の時間差に対応した位相差を持つ複数の超音波をそれぞれ発生する。それら超音波の波面合成により超音波ビームが形成される。超音波ビームの送波は、送波タイミング発生回路321が発生する送波タイミング信号S321により、所定の時間間隔で繰り返し行われる。そして、超音波ビームの方位は送波ビームフォーマ322によって順次変更される。それにより、被検体6の内部が、超音波ビームが形成する音線によって走査される。すなわち被検体6の内部が音線順次で走査される。

【0057】また、送受切換回路323は、超音波トランスデューサアレイ中の受波アパーチャが受波した複数のエコー信号を受波ビームフォーマ324に入力する。受波ビームフォーマ324は、複数の受波エコーに時間差を付与して位相を調整し次いでそれら加算して、音線に沿ったエコー受信信号の形成、すなわち、受波のビームフォーミングを行う。受波ビームフォーマ324により、受波の音線も送波に合わせて走査される。受波ビームフォーマ324は、各音線毎のエコー受信信号をBモード処理部33に出力する。

【0058】以上の、送波タイミング発生回路321、送波ビームフォーマ322、送受切換回路323、および受信ビームフォーマ324は、制御部36の制御信号CTLによって制御される。

【0059】Bモード処理部33は、送受信部32の受波ビームフォーマ324による各音線毎のエコー受信信号を受けて、Bモード画像データを形成する。

【0060】図6は、図4のBモード処理部33の構成例を示す図である。Bモード処理部33は、図6に示すように、基本波処理部331および高調波処理部332を有している。基本波処理部331および高調波処理部332には、受波ビームフォーマ324の出力信号が共通に入力される。

【0061】基本波処理部331は、基本波エコー、す

すなわち送波超音波の中心周波数と同じ周波数を持つエコー受信信号を通過させる図示しないフィルタを有する。高調波処理部332は、高調波エコー、すなわち送波超音波の中心周波数のたとえば2次の高調波（第2高調波）と同じ周波数を持つエコー受信信号を通過させる図示しないフィルタを有する。なお、このフィルタは、必要に応じて3次またはそれ以上の高次の高調波に対応するものとしても良いのは勿論である。

【0062】基本波処理部331は、入力信号につき、基本波エコーを対数増幅および包絡線検波することにより、音線上の個々の反射点でのエコーの強度を表す信号、すなわちAスコープ信号を得て、このAスコープ信号の各瞬時の振幅をそれぞれ輝度値として、Bモード画像データを形成する。すなわち基本波処理部331は基本波エコーに基づくBモード画像データを生成し、画像処理部34に出力する。

【0063】高調波処理部332は、入力信号につき、第2高調波エコーを対数増幅および包絡線検波することにより、音線上の個々の反射点でのエコーの強度を表す信号すなわちAスコープ信号を得て、このAスコープ信号の各瞬時の振幅をそれぞれ輝度値として、Bモード画像データを形成する。すなわち高調波処理部332は、第2高調波エコーに基づくBモード画像データをそれぞれ生成し、画像処理部34に出力する。

【0064】画像処理部34は、Bモード処理部33から入力される複数系統のBモード画像データに基づいて複数のBモード画像をそれぞれ生成し、生成したBモード画像データを信号S3として画像処理装置4に出力する。

【0065】図7は、図4の画像処理部34の構成例を示す図である。画像処理部34は、図7に示すように、バス341によって接続された音線データメモリ342、デジタル・スキャンコンバータ343、画像メモリ344、および画像処理プロセッサ345を有している。

【0066】Bモード処理部33から音線毎に入力された基本波エコーおよび第2高調波エコーによるBモード画像データは、音線データメモリ342にそれぞれ記憶される。音線データメモリ342内にはそれぞれの音線データ空間が形成される。

【0067】デジタル・スキャンコンバータ343は、走査変換により音線データ空間のデータを物理空間のデータに変換する。デジタル・スキャンコンバータ343によって変換された画像データは、画像メモリ344に記憶される。すなわち、画像メモリ344は、物理空間の画像データを記憶する。画像処理プロセッサ345は、音線データメモリ342および画像メモリ344のデータについてそれぞれ所定のデータ処理を施す。

【0068】また、画像処理部34には、表示部35が接続されている。表示部35は、画像処理部34から画

像信号が与えられ、それに基づいて画像を表示する。表示部35は、たとえばカラー画像が表示可能なグラフィックディスプレイ等によって構成される。

【0069】制御部36は、送受信部32、Bモード処理部33、画像処理部34、および表示部35の各部に制御信号CTLを与えてその動作を制御する。また、制御部36には、被制御の各部から各種の報知信号が入力される。そして、制御部36による制御の下で、超音波撮像が遂行される。さらに、制御部36には操作部37が接続されている。操作部37は操作者によって操作され、制御部36に所望の指令や情報を入力する。操作部37は、たとえばキーボードやその他の操作具を備えた操作パネルで構成される。

【0070】画像整合装置4は、たとえばワークステーション等により構成され、MRI装置2により事前を取得された、たとえば図8(a)に示すような、血管①、腫瘍②、体表③、並びに検査のために被検体内に挿入された生検針体④を含むの臓器に関する高分解能、高コントラスト分解能のMR画像信号S2を受けて一旦記憶装置等に蓄積しておき、超音波撮像装置3によりリアルタイムに得られるUS画像信号S3を受けて、図8(b)に示し詳細は後述するように、US画像から臓器の境界などの特徴点（線）を抽出し、US画像の特徴から、その情報と整合させるように（つじつまがあうように）、事前を取得されメモリに保持したMR画像を、図8

(c)に示すように変形させて、MR画像とUS画像の画像情報間に矛盾をなくした補正MR画像を生成し、表示装置5に表示させる。すなわち、本実施形態のように、同一対象を時間をおいて撮像した場合、それらの複数枚の画像を相互に比較するためには、正確に重ね合わせをする必要がある。すなわち、画像整合装置4は、位置合わせという操作を行う。位置合わせに際しては、MR画像とUS画像のでの対応関係を明らかにしておく必要がある。たとえばいくつかの基準点が共通に求められる場合には、これらの座標を用いて後述する座標変換方法に従って座標変換を行い、一方の画像を他方の画像に重ね合わせることができる。

【0071】図9は、画像整合装置4の構成例を示す図である。画像整合装置4は、図9に示すように、事前を取得した高分解能、高コントラスト分解能のMR画像信号S2を記憶するハードディスク装置等からなる記憶装置41、超音波撮像装置3によるUS画像信号S3からUS画像の特徴を抽出する特徴抽出部42、および特徴抽出部42で抽出されたUS画像の特徴から、その情報と整合させるように、記憶装置41に保持したMR画像を変形させて、MR画像とUS画像の画像情報間に矛盾をなくした補正MR画像を生成するMR画像補正部43を有する。

【0072】なお、臓器の特徴点（線）は、図8(a)に示すような、血管①、腫瘍②、体表③等に基づいて検

出する。特徴抽出部42は、たとえば位置情報および輝度データに基づいて、抽出体対象領域の形状や位置等の特徴を検出する。なお、腫瘍②の特徴パラメータは、形状、形態、位置、エコー、およびテクスチャの5つに大別できる。たとえば腫瘍の形状や形態の特徴パラメータをもとめるためには、輪郭抽出処理を行う。エコーに関する特徴は、たとえば腫瘍内部、外側、後部、後部外側陰影、および同じ深さの濃度平均値と分散を求め、それらの差や比を一つの特徴パラメータとする。また、テクスチャは、腫瘍の種類により内部組成が異なることから違いがある。テクスチャの特徴パラメータとしては、一様性、コントラスト、エントロピー、濃度相関が用いられる。テクスチャを定量化するには、たとえばフーリエ変換法、同時共起行列法、フラクタル法などが用いられる。また、特徴パラメータである位置パラメータは、たとえば皮膚から臓器の体表③までの距離等が用いられる。

【0073】MR画像補正部43がMR画像を矛盾がないようにUS画像に整合させる変形処理においては、以下に示すような位置合わせが行われる。

【0074】すなわち、上述したように本実施形態のように、同一対象を時間をおいて撮像したり、あるいは異なる撮像系や波長を用いて撮像した場合、それらの複数枚の画像を相互に比較するためには、正確に重ね合わせをする必要がある。このような操作を位置合わせという。位置合わせに際しては、画像間での対応関係を明らかにしておく必要がある。いくつかの基準点が共通に求めら

$$\begin{aligned} u &= p(x, y) \\ v &= q(x, y) \end{aligned}$$

【0077】関数 p 、 q としては、次の与え方がある。
(1) 平行移動、回転拡大・縮小などあらかじめ変換式が与えられている場合、(2) 基準となる画像(たとえば正格子状のパターン)を撮像し、撮像系におけるひずみ特性を解析的に求める場合、(3) 互いに位置を合わせようとする画像相互で対応する点を指定し、これらの対応

$$\begin{aligned} u &= p(x, y) = \sum_i \sum_j a_{ij} x^i y^j \\ v &= q(x, y) = \sum_i \sum_j b_{ij} x^i y^j \end{aligned}$$

【0080】画像1と2とで対応する点の組 (x_k, y_k) 、 (u_k, v_k) を複数求め、式(2)に代入して a_{ij} 、 b_{ij} に関する連立方程式をたてる。これを最小2乗法を用いて解くことにより係数 a_{ij} 、 b_{ij} の値が求まり変換式が確定する。

【0081】次に、上記構成による動作を説明する。

【0082】まず、クッションを介してクレードル26上に載せられた被検体6が、図示しない搬送部によって、本体装置20のマグネットシステム21のギャップ211内に搬入される。

【0083】次に、被検体6の被検部位、たとえば腹部

れる場合には、これらの座標を用いて後述する座標変換方法に従って座標変換を行い、一方の画像を他方の画像に重ね合わせることができる。基準点が明確でない場合には、一方の画像の小領域が他方の画像内のどの領域に最も似ているかを検出することによって2枚の画像間での対応付けを行う。基本的には、2枚の画像が平行移動で重なる関係にある場合に有効である。若干のひずみがあっても適用可能であるが、たとえば大きさが異なるなどの場合には上述したように、画像の特徴を抽出して特徴記述間のマッチングを行う。領域間での類似度を判定して対応点(領域)の検出を行う方法は、テンプレートマッチングと呼ばれる。テンプレートマッチング法では、基準とする画像内の小領域をテンプレートとし、他方の画像内でこのテンプレートと最も類似した領域を探し出す(マッチング)ことが行われる。

【0075】座標変換

幾何学的変換(変形)は、 $x-y$ 座標系で表現された画像 $f(x, y)$ を、別の座標系である $u-v$ 座標系を用いた画像 $g(u, v)$ に変換する座標変換の問題として扱うことができる。すなわち、図10(a)、(b)に示すように、画像2中の座標 (u, v) にある画素 P' が、画像1中の座標 (x, y) にある画素 P に対応するとする。このとき、座標変換を表現する関数 $p(x, y)$ 、 $q(x, y)$ を用いて、次のように表現できる。

【0076】

【数1】

$$\dots (1)$$

関係から変換式を推定する場合、である。

【0078】(3)の場合、変換式としてはたとえば次式で表現される多項式表現が用いられる。

【0079】

【数2】

$$\dots (2)$$

をギャップ211内のマグネットセンタに位置させる。このとき、マグネットセンタを含むギャップ211内の所定の領域には、主磁場マグネット部212による静磁場が形成されている。

【0084】そして、オペレータOPにより、被検部位に対応したプロトコル情報が操作部28から入力される。操作部28から入力されたプロトコルに関する情報(プロトコル番号等)がデータ処理部31により制御部25に供給される。

【0085】制御部25では、オペレータコンソール2Bのデータ処理部27により実行すべきプロトコルの指

定があると、オペレータコンソール2Bのデータ処理部27から送られてくる被検体6の被検部位に対応した実行すべきプロトコルに即して、あらかじめ決められた繰り返し時間TR内において所定のパルスシーケンスが所定回数繰り返される駆動信号DR1をRFコイル部214に印加するようにRF駆動部22が制御され、実行すべきプロトコルに即して、1TR内に、所定のパターンパルス信号を勾配コイル213に印加するように勾配駆動部23が制御される。

【0086】RF駆動部22では、制御部25の指示に基づいたプロトコル対応の駆動信号DR1がRFコイル部214に印加され、勾配駆動部23では、制御部25の指示に基づいたプロトコル対応の駆動信号DR2が勾配コイル部213に印加される。

【0087】そして、RFコイル部214より発生された高周波磁場に基づき、被検部位のスピンが励起され、励起信号の送信を打ち切った後に外部に放射される電磁波が受信コイルで受信される。

【0088】これにより、被検体6の被検部位で励起されたスピンが生じる電磁波が磁気共鳴信号として取り出され、これがデータ収集部24で収集され、検査結果のデータとしてオペレータコンソール2Bのデータ処理部27に出力される。すなわち、被検部位の撮像が行われる。

【0089】データ処理部27では、データ収集部24から入力したデータがメモリに記憶され、メモリ内にデータ空間が形成される。データ処理部27では、これら2次元フーリエ空間のデータを2次元逆フーリエ変換して被検体6の被検部位の画像が生成（再構成）される。そして、データ処理部27から再構成画像が信号S2として画像整合装置4に供給される。

【0090】画像整合装置4では、信号S2として入力したMR画像が記憶装置41に一旦格納される。

【0091】次に、超音波撮像装置3により、MRI装置2で撮像した被検体の同一被検部位が撮像される。

【0092】すなわち、超音波プローブ31が被検体6の所望の個所に当接され、操作部37を操作して撮像が行われる。撮像は、制御部36による制御の下で遂行される。具体的には、たとえばセクタスキャンにより、各音線ごとに超音波ビームが送波され、そのエコーが受信部32で受信され、各音線のエコー受信信号に基づき、Bモード処理部33でBモード画像データが形成される。Bモード画像データは、基本波エコーに基づくものと第2高調波エコーに基づくものとがそれぞれ形成され、画像処理部34の音線データメモリ342に記憶される。画像処理部34では、画像処理プロセッサ345により音線データメモリ342の複数系統のBモード画像データが、デジタル・スキャンコンバータ343で走査変換されて、それぞれ画像メモリ344に書き込まれる。ここで、操作部37を操作して、これらのBモード

画像を表示部35に表示させる。そして、表示された基本波エコー像と第2高調波エコー像とを観察し、両画像の比較対照等により診断（検査）が行われる。第2高調波エコー像は、被検体の体表から始まる画像を含むので、基本波エコー像との比較対照を行うのに都合が良い。また、画像処理部34からは、生成したBモード画像データが信号S3として画像処理装置4に出力される。

【0093】画像整合装置4では、上述したように、MRI装置2により事前に取得された所定の臓器に関する高分解能、高コントラスト分解能のMR画像データが記憶装置41に格納されている。そして、画像整合装置4では、超音波撮像装置3によりリアルタイムに得られるUS画像信号S3を受けて、特徴抽出部42によりUS画像から臓器の境界などの特徴点（線）が抽出され、MR画像補正部43に出力される。MR画像補正部43では、US画像の特徴から、その情報と整合させるように記憶装置41に格納されている事前に取得されたMR画像が変形されて、MR画像とUS画像の画像情報間に矛盾をなくした補正MR画像が生成される。この補正され、リアルタイムに生成された超音波画像と整合され、両画像間に矛盾がなく、しかも高分解能、高コントラスト分解能のMR画像が表示装置5に表示される。

【0094】そして、被検体6の被検部位のデータ収集が完了すると、図示しない搬送部によって、クレードル26と共に被検体6がギャップ211の外に搬出される。

【0095】以上説明したように、本実施形態によれば、超音波撮像装置3によりリアルタイムに得られるUS画像信号S3を受けて、特徴抽出部42によりUS画像から臓器の境界などの特徴点（線）を抽出し、US画像の特徴から、その情報と整合させるように記憶装置41に格納されている事前に取得されたMR画像を変形させて、MR画像とUS画像の画像情報間に矛盾をなくした補正MR画像を生成し、補正MR画像が表示装置5に表示する画像整合装置4を設けたので、MRI装置と超音波撮像装置の画像情報から真に有用な高分解能、高コントラスト分解能のMR画像をリアルタイムに得ることができる利点がある。

【0096】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、MRI装置と超音波撮像装置の画像情報から真に有用な合成画像をリアルタイムに得ることができる利点がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る画像診断支援システムの一実施形態を示す構成図である。

【図2】本実施形態に係るMRI装置の構成例を示す図である。

【図3】スピンエコー法のパルスシーケンスについて説

・明するためのタイミングチャートである。

【図4】本実施形態に係る超音波撮像装置の構成例を示す図である。

【図5】図4の送受信部の構成例を示す図である。

【図6】図4のBモード処理部の構成例を示す図である。

【図7】図4の画像処理部の構成例を示す図である。

【図8】本発明に係るMRI装置によるMR画像、超音波撮像装置によるUS画像、および補正後のMR画像を示す図である。

【図9】本発明に係る画像整合装置の構成例を示す図である。

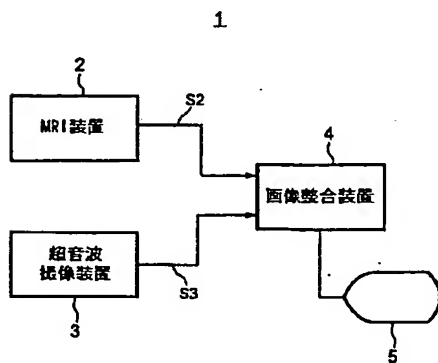
【図10】座標変換を説明するための図である。

【符号の説明】

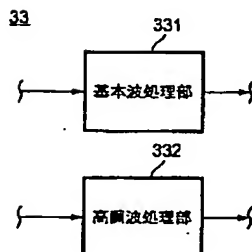
1…画像診断支援システム、2…MRI装置、2A…本体装置、21…マグネットシステム、211…ギャッ

プ、212…主磁場マグネット部、213…勾配コイル部、214…RFコイル部、22…RF駆動部、23…勾配駆動部、24…データ収集部、25…制御部、26…クレードル、2B…オペレータコンソール、27…データ処理部、28…操作部、29…表示部、3…超音波撮像装置、31…超音波プローブ、32…送受信部、321…送波タイミング発生回路、322…送波ビームフォーマ、323…送受切換回路、324…受波ビームフォーマ、33…Bモード処理部、331…基本波処理部、332…高調波処理部、34…画像処理部、341…バス、342…音線データメモリ、343…デジタル・スキャンコンバータ、344…画像メモリ、345…画像プロセッサ、35…表示部、36…制御部、37…操作部、4…画像整合装置、41…記憶装置、42…特徴抽出部、43…MR画像補正部、5…表示装置、6…被検体。

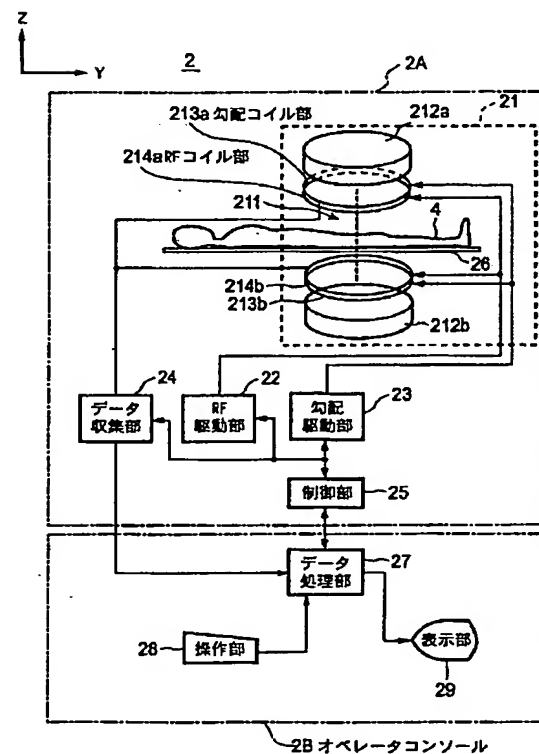
【図1】



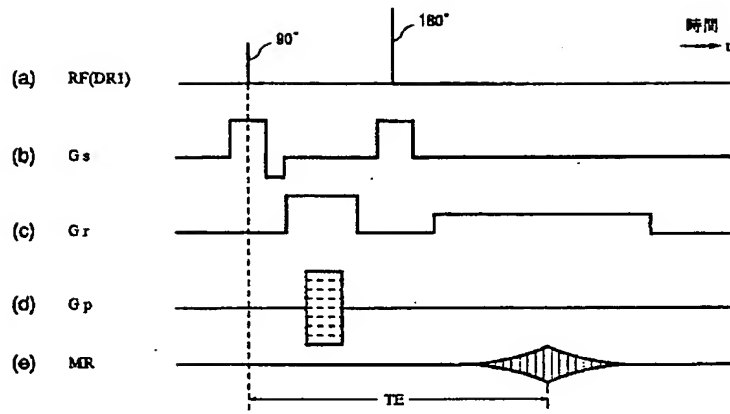
【図6】



【図2】

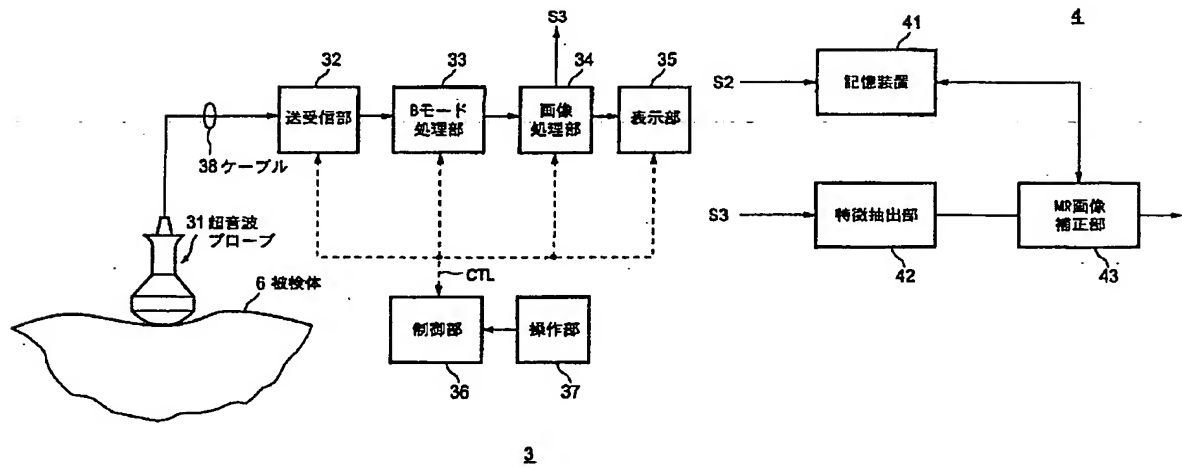


【図3】



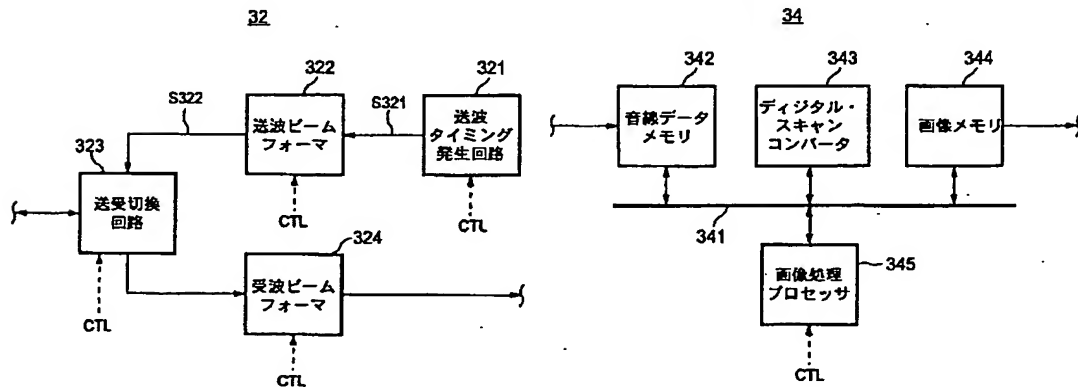
【図4】

【図9】

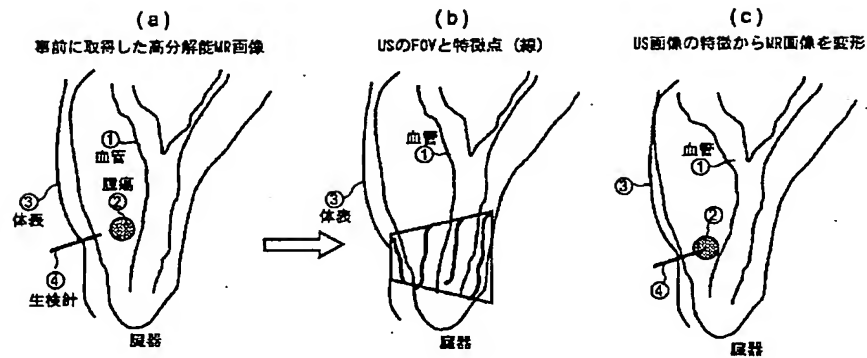


【図5】

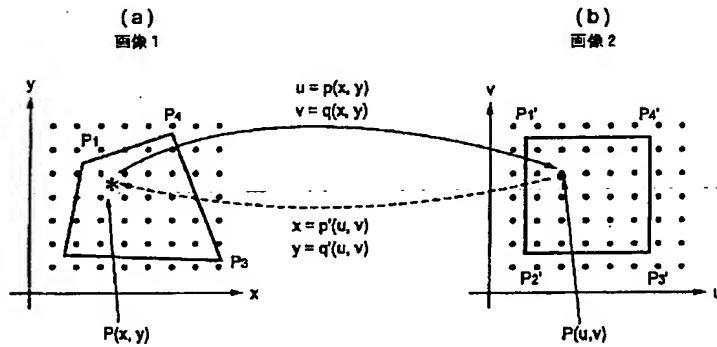
【図7】



【図8】



【図10】



フロントページの続き

(51) Int. Cl.⁷
G 0 6 T 1/00

識別記号

F I
A 6 1 B 5/05
G 0 1 N 24/02

テーマコード (参考)

3 8 0
5 2 0 Y
5 3 0 Y

- (72) 発明者 塚元 鉄二
東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
ジーイー横浜メディカルシステム株式会社
内
- (72) 発明者 橋本 浩
東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
ジーイー横浜メディカルシステム株式会社
内

Fターム(参考) 4C096 AA18 AA20 AB50 AD14 AD15
AD25 DA04 DC19 DC21 DC40
DD01 DD20 DE02 FC20
4C301 CC02 EE11 FF30 JB17 JC06
JC14 JC20 KK07 KK08 LL04
4C601 EE09 FF20 JB51 JB55 JC15
JC20 JC21 KK09 KK10 KK12
LL01 LL02
5B057 AA07 BA05 BA07 CA02 CA08
CA12 CA16 CB02 CB08 CB12
CB16 CC01 CD02 CD03 CD05
CD12 CE06 CE08 DA07 DB02
DB05 DB09 DC07 DC09 DC34
DC36